

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: 2000350732 A
(43) Date of publication of application: 19.12.2000

(51) Int. Cl A61B 18/12

(21) Application number: 2000147958

(71) Applicant: GYRUS MEDICAL LTD

(22) Date of filing: 19.05.2000

(72) Inventor: GOBLE COLIN C O

(30) Priority: 21.05.1999 GB 99 9911954

(54) ELECTROSURGICAL SYSTEM, GENERATOR FOR ELECTROSURGERY, AND METHOD FOR CUTTING OR EXCISING TISSUE BY ELECTROSURGERY

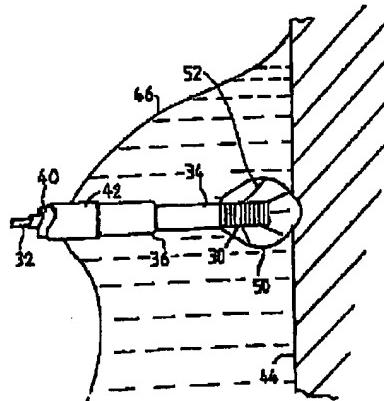
(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To obtain many advantages including improvement of tissue incision and cutting speed, possibility of reducing damage and burning of neighboring tissues and reduction of nervous stimulation by including a circuit which senses thermal electron emission from electrode in a generator which contains a high-frequency energy source supplied to a treatment electrode of an instrument for electrosurgery.

SOLUTION: When a sufficient high-frequency voltage is given between electrodes 30 and 36, the liquid 46 is vaporized by liberation of electric power in an electro-conductive liquid 46. At first small bubbles are formed on the active electrode 30 surface, and finally gather to completely surround with vapor pockets 50. The vapor pocket 50 are supported by electric discharge 52 over the active electrode 30 and the vapor-saline interface. Most part of electric power discharge occurs in

the pockets 50 together with heat resultantly generated from the active electrode 30, and the liberated energy quantity is a function of transferred electric power. A tissue 44 is removed by laceration between cells by arc discharge, the laceration being formed by keeping the active electrode 30 near the tissue 44 surface and intercepting the tissue surface by the vapor pockets 50.

COPYRIGHT: (C)2000,JPO



THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-350732

(P2000-350732A)

(43)公開日 平成12年12月19日 (2000.12.19)

(51)Int.Cl.

識別記号

F I

コード(参考)

A 61 B 17/39

A 61 B 17/39

310

審査請求 未請求 請求項の数31 OL (全10頁)

(21)出願番号

特願2000-147958(P2000-147958)

(71)出願人

500227451
ジャイラス・メディカル・リミテッド
GYRUS MEDICAL LIMITED

(22)出願日

平成12年5月19日 (2000.5.19)

ED

(31)優先権主張番号 9911954:7

イギリス、シイ・エフ・30・エル・ティ
ウェールズ、カーディフ、セント・メ
ロンズ、フォートラン・ロード (番地な
し)

(32)優先日

平成11年5月21日 (1999.5.21)

(74)代理人

100064746
弁理士 深見 久郎 (外5名)

(33)優先権主張国 イギリス (GB)

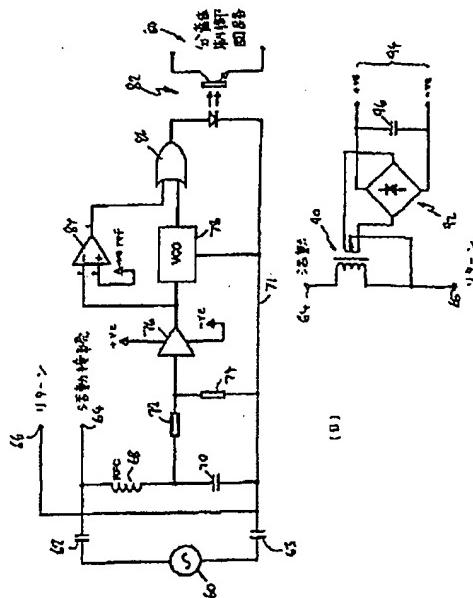
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電気外科手術システム、電気外科手術用ジェネレータ、および電気外科手術で組織を切断または

(57)【要約】 切除するための方法

【課題】 高周波ジェネレータと処置電極を備える器具とを有する電気外科手術システムにおいて、電極からの熱電子放出を感知するための回路を高周波電力の電極への供給を制御する手段として含む、ジェネレータ(10)を提供する。

【解決手段】 热電子放出は、分離された出力を有する検出器を用いてジェネレータ(10)の出力における直流電圧を検出することによって感知され、ジェネレータの出力は直流電圧を予め定められたしきい値に制限するよう制御される。したがって、電極(30, 36)の温度は電極破壊を回避するように制限され得る。本発明は、電気外科手術の処置によって生じる神経の刺激を減じるために有効である。



(2)

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 電気外科手術用器具の処置電極に供給するための高周波エネルギー源を含むジェネレータを含み、前記ジェネレータは電極からの熱電子放出を感知するための回路を含む、電気外科手術システム。

【請求項 2】 感知回路からの出力信号に応答して処置電極に供給された高周波エネルギーを制御するように動作可能な制御回路を含み、前記感知回路および制御回路は、電極からの熱電子放出が増加すると与えられた高周波エネルギーが減少するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】 感知回路が、ジェネレータの動作周波数で実質上高周波信号を除去してジェネレータの高周波出力の平均化された表示を生じるように構成された入力ステージと、前記平均化された表示を受けるように入力ステージに結合された検出ステージとを有する、請求項 1 または請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】 前記ジェネレータが、処置電極に接続するための出力端子を有し、感知回路が、2 ポルトより高い予め定められた電圧範囲内の出力端子直流電圧を検出するように構成される、請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 5】 前記感知回路が、検出された直流電圧が予め定められたしきい値を超えるとしきい値信号を発生するように構成される、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】 しきい値が 10V から 100V の範囲にある、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】 前記ジェネレータが、電気外科手術用器具の処置電極に供給するための変調高周波出力を発生するように構成され、前記感知回路が、ジェネレータ動作周波数での高周波信号を実質的に取り除くことにより、平均化された信号が平均化信号の振幅の測定値として感知回路信号を生成する検出ステージに供給されるように構成される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 8】 感知回路の入力ステージが、変調の周波数を含みジェネレータの動作周波数は含まない通過域を有するフィルタを含み、平均信号が変調周波数と同等の周波数を有する交流信号である、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】 前記ジェネレータが、それぞれのジェネレータ出力端子に結合された 1 対の出力線を有する出力ステージを有し、各出力線は直列接続された分離キャパシタと、それぞれの分離キャパシタと出力端子との間の出力線の 1 つに直列インダクタンスとを有し、このインダクタンスが感知回路の入力ステージに結合されている、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】 前記入力ステージが、変調周波数に同調され、かつ前記直列インダクタンスに帰納的に結合されたインダクタンスを有する平衡共振回路を含み、前記検出回路が、共振回路にわたって結合されて共振回路に

わたって発達した信号の振幅を検出する、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】 高周波エネルギー源を含むジェネレータと、ジェネレータに結合されて、処置電極を有する電気外科手術用器具とを含む、電気外科手術システムであって、前記システムは、処置電極において 2 ポルトを超える直流オフセットを検出するように構成される直流電圧検出器と、この検出器に結合されて、直流オフセットに応答して前記器具に与えられる高周波エネルギーを制御するための制御回路とを含む、電気外科手術システム。

【請求項 12】 前記制御回路および検出器は、直流オフセットを予め定められた直流電圧レベルに制限するよう動作可能である、請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 13】 前記制御回路および検出器は、直流オフセットを 50V から 100V の範囲の予め設定された値に制限するよう動作可能である、請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 14】 前記ジェネレータは、処置電極に接続可能な出力端子を有し、前記検出器は、出力端子に結合された検出入力と、検出器を制御回路に接続するアイソレーション装置とを有する、請求項 11 から請求項 13 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 15】 前記検出器は、ジェネレータの高周波出力エネルギーから電力を与えられ、この検出器は、前記出力端子に結合された電源回路と、出力端子に与えられる高周波電気外科手術信号を整流するための整流器とを含む、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】 前記検出器が、直流オフセットを表わす交互に変わる測定信号を発生するための発振器を含み、前記アイソレーション装置が、交互に変わる測定信号を受けるために、また制御回路にそれを供給するために結合されたオプトアイソレータを含む、請求項 14 または請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 17】 前記検出器が、(a) 予め定められた電圧値より大きい正の直流オフセットおよび (b) 負の直流オフセットの両方の検出を可能にする反転直流オフセット検出回路を含む、請求項 11 から請求項 16 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 18】 前記検出器が、ジェネレータの出力端子に結合された入力回路を有し、その入力回路が高周波チョークおよび少なくとも 2MΩ の直列抵抗を含む、請求項 14 から請求項 16 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 19】 高周波エネルギー源と、
活動出力端子と、
リターン出力端子と、
エネルギー源と活動出力端子との間の直流分離キャパシタと、
2 ポルトを超える直流オフセット電圧を検出するために分離キャパシタの出力端子側に接続された分路入力を有する直流オフセット検出器と、

前記分路入力における直流オフセット電圧に応答して活動出力端子に与えられた高周波エネルギーを制御するためにエネルギー源に結合された制御回路とを含む、電気外科手術用ジェネレータ。

【請求項 20】 前記制御回路および検出器は、直流オフセットを予め定められた直流電圧レベルに制限するよう動作可能である、請求項 19 に記載のジェネレータ。

【請求項 21】 直流オフセットを 50V から 100V の領域の予め設定された値に制限するよう動作可能である、請求項 20 に記載のジェネレータ。

【請求項 22】 前記検出器が、前記検出器を制御回路に接続するアイソレーション装置を有する、請求項 19 から請求項 21 のいずれかに記載のジェネレータ。

【請求項 23】 前記検出器が、前記活動端子とリターン端子との間に接続された電源回路と、出力端子にわたって与えられる高周波電気外科手術用信号を整流するための整流器とを含む、請求項 22 に記載のジェネレータ。

【請求項 24】 前記検出器が、直流オフセットを表わす交互に変わる測定信号を発生するための発振器を含み、前記アイソレーション装置が、交互に変わる測定信号を受けてそれを制御回路に供給するよう結合されるオプトアイソレータを含む、請求項 22 または請求項 23 に記載のジェネレータ。

【請求項 25】 前記検出器が、(a) 予め定められた電圧値より大きい正の直流オフセットおよび(b) 活動出力端子における負の直流オフセットの両方の検出を可能にする反転直流オフセット検出回路を含む、請求項 19 から請求項 24 のいずれかに記載のジェネレータ。

【請求項 26】 前記検出器が、ジェネレータ出力端子に結合された入力回路を有し、この入力回路が、高周波チョークおよび少なくとも $2M\Omega$ の直列抵抗を含む、請求項 22 から請求項 24 のいずれかに記載のジェネレータ。

【請求項 27】 電気外科手術で組織の切断または切除を行なうための方法であつて、電気外科手術用器具に高周波エネルギーが与えられることによりこの器具の処置電極におけるアーク放電を促進し、そのようなエネルギーのレベルが電極からの熱電子放出のレベルに従つて調節されている、方法。

【請求項 28】 高周波エネルギーが、実質的な電極の燃焼を伴わずに電極の温度を最大にするよう調節される、請求項 27 に記載の方法。

【請求項 29】 高周波エネルギーが、直流電圧を 100V 未満のしきい値に制限するよう調節される、請求項 27 に記載の方法。

【請求項 30】 ジェネレータ動作周波数で動作可能な高周波電源と、1 対の高周波電力出力端子を含む出力ステージとを含む電気外科手術用ジェネレータであつて、

前記出力ステージは電源から DC 分離されている出力ステージであり、前記ジェネレータはさらに、電源によって発生された高周波電力信号を変調するための手段と、出力ステージに AC 結合され出力ステージから DC 分離されて、出力端子に伝達される電力信号における DC シフトを表わす変調成分を含む平均化された AC 信号を発生するよう動作可能である感知回路とを含む、電気外科手術用ジェネレータ。

【請求項 31】 前記変調手段は、予め定められた変調周波数で高周波電力信号における振幅変調を生成し、前記ジェネレータはさらに、入力から感知回路への動作周波数で高周波成分を実質的に取除いて平均化された AC 信号をもたらすための感知回路に関連づけられるフィルタリング要素を含む、請求項 30 に記載のジェネレータ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、電気外科手術システム、電気外科手術用器具、および電気外科手術を行なうための方法に関する。

【0002】

【従来の技術】 高周波電圧が供給される 1 つ以上の活動電極を備える先端を有する器具を用いて電気外科的な組織を切断または除去することは、通常、活動電極と処置中の組織との間、または水中電気外科手術の場合は活動電極と処置中の組織を覆っている導電性の液体との間に生じるアークにより、細胞の裂傷を伴う。EP-A-0754437 号に記載のように、電極を燃焼または溶融させるのに十分な高周波電力が電極に供給されると電極の破壊が起り得るが、これは、電極のピーク電圧を感じし、かつフィードバックを与えて印加電力を減じることにより最大ピーク電圧を設定することによって回避できる。所与の電力設定に関して、電極の温度は、熱が放散され得る速度に依存し、この速度は、組織の係わり程度、電極構造、および電極まわりの流体フローなどの変数に依存する、ということがわかるであろう。結果として、電極の破壊を回避するためには、最悪の放散状態（すなわち冷却液がなく、かつ／または組織が電極を取り囲んでいる場合）における損傷を防ぐように、ピーク電圧の限界を十分低いレベルに設定しなければならない。

【0003】 電極におけるアーク放電が神経刺激を引き起こし得ることは公知である。これは、電極が加熱されるときの熱電子効果によるものである。ジェネレータの高周波源と電極との間に結合キャパシタを用いることは不可欠であるので、電極は分離され、キャパシタ上に電荷を構築することが可能になり、これにより、電極が組織または組織を覆う導電性の流体に触れると神経刺激が起こる。

【0004】

【発明の概要】本発明は、熱電子効果が温度依存性であり、したがって電極温度の表示として用いられ得るという認識に基づくものである。

【0005】したがって、本発明は、電気外科手術用器具の処置電極に供給するための高周波エネルギー源を含むジェネレータを含み、このジェネレータは、電極からの熱電子放出を感じするための回路を含む。

【0006】本発明はまた、高周波エネルギー源を含むジェネレータと、このジェネレータに結合されて、処置電極を有する電気外科手術用器具とを含む、電気外科手術システムも含み、このシステムは、処置電極において2ボルトを超える直流オフセットを検出するように構成される直流電圧検出器と、この検出器に結合されて、直流オフセットに応答して器具に与えられる高周波エネルギーを制御するための制御回路とを含む。この態様で、熱電子効果による処置電極における直流電圧のレベルは、たとえば電極温度を制御する手段として、制限され得る。実際には、熱電子効果のアーク放電（特に、処置電極が非常に熱くなるようなレベルおよび環境におけるアーク放電）との関連性が、電極のオーバヒートを保護するために本発明に従って用いられ得る。これにより、最悪の場合以外の熱放散を有する環境において用いられる電極を、先行技術の電圧感知技術を用いた場合に可能であるとされるよりも高温で動作させることができになり、結果的に、組織が切断または除去され得る速度が増す。

【0007】典型的には、オーバヒートの保護のために、制御回路および検出器は、直流オフセットを50Vから100Vの範囲の予め定められた直流電圧レベルに制限するように動作可能である。実際には、実際の電圧レベルは電極の構成および電極の材料に依存する。したがって、白金の電極を用いると、電圧の限界は電極電圧が1600°C（白金の融点）に近くなると生じる限界と同じものに設定される。

【0008】これに代えて、最大直流オフセット電圧は、たとえば神経外科（脊椎領域における外科手術）および筋肉組織などの敏感な部位での神経刺激を減じるために、かなり低い値に設定してもよい。

【0009】本発明の好ましい実施例では、ジェネレータは処置電極に接続可能な出力端子を有し、検出器は、(i) 出力端子に接続される検出入力と (ii) 検出器を制御回路に接続するアイソレーション装置とを有する。検出器は、ジェネレータ出力端子に結合された電源回路を有することにより、かつ出力端子に与えられた高周波電気外科手術信号を整流するための整流器を含むことにより、ジェネレータの高周波出力エネルギーから電力を与えられ得る。これは、高周波出力電圧がアーク放電と一致するレベルに到達するまで起こらないで可能である。検出器がより低い電圧では機能しないという事実は、結果的に不利にはならない。典型的には、検出器の出力でアイソレーションを達成するために、それは直流

オフセットを表わす交互に変わる測定信号を発生する発振器とを含み、アイソレーション装置は、交互に変わる測定信号を受け、かつそれを制御回路へ送るように結合されたオプトアイソレータを含む。好ましい検出器はまた、たとえば導電性の流体フィールドにおいてバイポーラ電極アセンブリを使用する際に流体の欠如が直流の極性を反転させると高周波源を使用不能にするために用いられ得る、故障状態インジケーターとしての逆極性直流水オフセット検出器も含む。

【0010】本発明の第2の局面に従うと、高周波エネルギー源と、活動出力端子と、リターン出力端子と、エネルギー源と活動出力端子との間に直流分離キャパシタとを含む電気外科手術用ジェネレータは、2ボルトを超える直流電圧を検出するための分離キャパシタの出力端子側に接続された分路入力と、分路入力における直流オフセット電圧に応答して活動出力端子に与えられた高周波エネルギーを制御するためにエネルギー源に結合された制御回路とを有する、直流オフセット検出器を有する。

【0011】本発明の第3の局面に従って、電気外科手術で組織を切断または切除するための方法は、電気外科手術用器具に高周波エネルギーを与えることによりその器具の処置電極におけるアーク放電を促進するステップと、電極からの熱電子放出によって電極で得られた直流電圧に従って与えられたエネルギーのレベルを調節するステップとを含む。高周波エネルギーは、電極に実質的な損傷を与えることなく電極の温度を最大にするよう調節することができ、これは典型的には直流電圧を100V未満のしきい値に制限することによって行なわれる。

【0012】上記の好ましい実施例では、熱電子効果の検出は、ジェネレータの出力ステージにおいてキャパシタが高い値の抵抗を介して放電し続けることによって生じ、この電極にわたって検出されたDC電圧が、この効果を表わすものとなる。この検出技術は、出力ステージにおけるキャパシタの放電に対する時定数によって制限されるので、これは応答時間が比較的遅いという欠点を有する。この時定数は、回路内の容量と抵抗との積である。キャパシタは、出力インピーダンスを減じるために必然的に大きくなり、出力端子にわたって接続される分路抵抗は、強い直流が患者に流れないように大きくされている。

【0013】さらなる実施例は、熱電子放出によって影響を受ける交流現象が検出される活動端子からの熱電子放出を検出するための代替的な技術を提供し、ジェネレータの出力端子にわたるDC導電経路の必要性をなくす。したがって、本発明のさらなる局面は、変調ジェネレータ出力と、DC導電経路を全く含まない結合によってジェネレータの出力に結合される検出回路とを提供し、この検出回路は、ジェネレータの出力の変調周波数に同調されており、活動電極からの熱電子放出により、検出回路のジェネレータ出力における変調が不可欠なもの

のとなる。

【0014】好ましい実施例では、ジェネレータ出力の振幅は、熱電子効果が存在しない場合、ジェネレータ出力の单一サイクルにわたって測定されたジェネレータ出力の平均値が一定に保たれるような態様で変調され、熱電子放出が存在する場合、単一サイクルにわたって測定されたジェネレータ出力の平均値はジェネレータの振幅変調の周波数で変化し、この平均値における変化の振幅は熱電子効果の程度に対応する。この検出回路は、適切に同調された共振回路、およびジェネレータの出力ステージに帰納的に結合されて熱電子効果により生じる共振回路内の電圧を検出する検出器によってもたらされる。

【0015】ここで、例示のために図面を参照して本発明を説明する。

【0016】

【発明の実施の形態】本発明は、水分を含む場および乾燥した場の両方における電気外科手術に適用可能である。図1を参照して、このシステムは、接続コード14を介してハンドピース12の形態の電気外科手術用器具に高周波出力を与える出力ソケット10Sを有する、ジェネレータ10を含む。ジェネレータは、ハンドピース12からコード14の制御接続を介して、または図示するようにフットスイッチ接続コード18によってジェネレータ10の後部に分離可能に接続されたフットスイッチユニット16を用いて、作動され得る。図示した実施例では、フットスイッチユニット16は、ジェネレータのそれぞれ脱水モードおよび気化モードを選択するための2つのフットスイッチ16Aおよび16Bを有する。ジェネレータのフロントパネルにはそれぞれ脱水および気化の電力レベルを設定するためのプッシュボタン20および22があり、電力レベルはディスプレイ24に示される。モード選択の代替手段としてプッシュボタン26が設けられる。

【0017】ハンドピース12は、図2の部分図に示すように、二重電極構造を有する着脱可能な電極アセンブリ28を装着する。

【0018】図2は、電極アセンブリ28の末端の拡大図である。このアセンブリは末端に活動電極30を有し、これはこの実施例では、中心の導体32に接続されるコイル状に巻かれたワイヤとして形成される。このコイル状ワイヤは白金から作製され得る。活動電極30の近傍にリターン電極36が位置付けられ、それは長手および軸方向に延びるセラミックの絶縁体34によって活動電極から分離されている。リターン電極36は、管状のシャフト40としてアセンブリ28(図1参照)の近接端(ハンドピース12内でアセンブリが接続コード14内の導体に接続されるところ)に延びるスリーブとして、内部導体32のまわりに同軸上に配置される。同様に、内部導体32はハンドピース12に延び、コード1

4内の別の導体に接続される。内部導体32とリターン電極36との間には、リターン電極の内部に延びてリターン電極36から活動電極30の内部伸張部(図示せず)を絶縁するスリーブとして構築された絶縁体34によって絶縁がもたらされる。リターン電極よりも活動電極においてより大きな電力密度を促進するために、リターン電極の表面領域は活動電極のものよりもかなり大きくなる。電極アセンブリの末端における典型的な寸法に関しては、リターン電極の直径は典型的には1mmから3mmの領域であり、リターン電極の露出部分の長手方向の伸張は典型的には1mmから5mmの間であり、活動電極からの長手方向の間隔は1mmから5mmの間である。電極アセンブリ28は、シャフト40を覆いセラミックの絶縁体34の近傍で終結する絶縁シース42を有し、シャフト40の末端をリターン電極36として露出したままにする。

【0019】動作にあたっては、導電性の液体フィールドで組織の切断または除去を行なうための器具として、図2に示すように、処置すべき組織44に電極アセンブリ28が与えられ、手術部位は、活動電極30とリターン電極36との両方を浸漬する通常の食塩水(0.9%w/v)の溶液46に浸漬される。

【0020】電極アセンブリは、一方の電極(活動電極30)のみがユニットの末端に軸方向に延びる、バイポーラであるのが効果的である。つまり、リターン電極は、水分を含む場における通常の状況では処置中の組織から間隔を保って位置付けられ、組織とリターン電極との間にはリターン電極と接触する導電性の液体を介して電流経路が存在する。導電性の液体46は、バイポーラ電気外科手術エネルギーの伝達に関するかぎり、組織の低インピーダンス伸張としてみなされ得る。

【0021】電極30と電極36との間に十分な高周波電圧が与えられると、導電性の液体46中での電力の放散により液体は気化し、最初に活動電極30の表面上に小さな気泡を形成し、これが最終的には、電極が蒸気ポケット50に完全に包囲されるまで凝集する。蒸気ポケット50は、活動電極30と蒸気-食塩水界面との間の蒸気ポケットにわたる放電52によって支持される。電力放散の大部分が、ここでは活動電極の結果的に生じた熱とともにこのポケット内で起こり、放散されるエネルギーの量は伝えられる電力の関数である。図2に示すように、活動電極30を組織44の表面近傍に保持して蒸気ポケットが組織表面を遮るようにすることにより、電極と組織との間に生じるアーク放電による細胞の裂傷によって組織が除去される。

【0022】この動作モードは比較的広範囲の電力レベルにわたって維持され得るが、伝えられる電力をこの範囲を超えて増加させると、電極の温度が急速に上昇し、電極に損傷を与える可能性がある。これが起こる点は、熱が電極から取り除かれる速度に依存し、この速度は、

電極 3 0、電極 3 0 が組織に近接しているところ、および最悪の場合は電極 3 0 が組織に埋まったところを通過する流体のフロー 4 6 による対流の影響を受けるということがわかるであろう。したがって、ピーク電圧が電極における無制御の温度上界を防ぐように確立され得る一方、このような限界は、効を奏すためには、最悪の場合の熱放散状態におけるそのような上界を防ぐとされるレベルに設定されなければならない。

【0023】本発明に従って、電極への高周波電力の伝達は電極の温度を感知することによって制御される。これは、以下に図3のAおよびBを参照して説明するように、熱電子効果を監視することにより間接的に行なわれる。

【0024】図3 Aを参照して、本発明に従ったシステムは、電気外科手術用器具の活動電極およびリターン電極がそれぞれ接続される第1の出力端子 6 4 と第2の出力端子 6 6 との間に結合キャバシタ 6 2 および 6 3 を介して電気外科手術電圧を伝達する、高周波電源 6 0 を含む。図2に示すように、活動電極においてアーク放電が起ると、電極の温度に依存して、組織 4 4 から間隔をあけて電極を位置付けている間に電極から熱電子放出が起り、これが活動出力端子 6 4 に正の電位を構築することにつながる。実際には、加熱された活動電極 3 0、組織、導電性の流体、およびリターン電極はともに整流器として動作し、導電性の溶液はアノードとして、また活動電極は整流器のカソードとしてそれぞれ作用する。活動電極がより熱くなると、整流はより大きくなり、またジェネレータの出力端子 6 4 における直流オフセット電圧もより大きくなる。

【0025】温度依存性の正の電位（直流オフセット電圧）は、出力端子 6 4 に結合された直列高周波チョーク 6 8 を備える入力回路と、リターン端子 6 6 に接続された共通レール 7 1 に結合された平滑キャバシタ 7 0 とを有する、検出器を用いて監視される。活動出力端子 6 4 における電圧の直流成分は、したがって、チョーク 6 8 と平滑キャバシタ 7 0 との接合において累積され、ここでその成分は少なくとも $2\text{ M}\Omega$ であり、典型的には $50\text{ M}\Omega$ から $100\text{ M}\Omega$ の間の入力抵抗を提示する電位分割器 7 2 および 7 4 に与えられる。電位分割器 7 2 および 7 4 の出力は高インピーダンスバッファ 7 6 に与えられ、そのバッファの出力は、駆動信号を電圧制御発振器（VCO）7 8 に与える。 $50\text{ M}\Omega$ から $100\text{ M}\Omega$ の領域の入力インピーダンスを与えることにより、 50 V から 100 V の領域における直流オフセットに対する $1\mu\text{A}$ の領域の検出電流が生じる。検出電流を低く維持することは、目標の組織とリターン電極との間の直流による神経の刺激を回避されるという利点を有する。

【0026】直流オフセット電圧を VCO 7 8 において交互に変わる信号に変換することにより、オプトアイソレーター 8 2 を介して検出器の出力 8 0 に接続された分離

制御回路（図示せず）にオフセット電圧レベルを示す信号を伝達することが可能になる。直流オフセットの表示は、ジェネレータの出力端子と電力生成および制御回路との間の安全分離壁にわたってこの様態で通信される。この制御回路では、交互に変わる信号を、単安定およびローパスフィルタを用いて変換して直流レベルまで戻すことができ、またはゲート式カウンタでカウントしてデジタル形式で搬送してもよい。いずれの場合も、制御回路は、直流オフセット電圧が予め定められた値（典型的には 50 V から 100 V の範囲内）に到達すると、電源 6 0 の電圧を減じるように構成される。このように、活動電極の最大安全動作温度に対するしきい値直流オフセット電圧を選択することによって、活動電極に伝えられる高周波電力は種々の熱放散状態で最大化され得る。

【0027】図2に示すバイポーラ電極アセンブリが不正確に用いられると、たとえばアセンブリのまわりに十分な食塩水がない場合は、リターン電極 3 6 でアーク放電が起こってしまう可能性もある。このような状況においては、直流オフセットの極性は反転するので、活動端子 6 4 はリターン電極に対して負になる。図3 A に示される検出器は、VCO 7 8 をバイパスし、かつたとえば OR ゲート 8 6 の一方の入力に結合された出力（この他方の入力は VCO 7 8 からの交互に変わる出力を受ける）を有する、比較器 8 4 の形態の逆極性検出回路を含む。比較器 8 4 の他方の入力は負電圧基準に結合される。通常、比較器 8 4 の出力は低く、すなわち VCO によって発達した交互に変わる信号は OR ゲート 8 6 を通過してオプトアイソレーター 8 2 へ伝えられる。しかしながら、ジェネレータの出力端子 6 4 における直流オフセット電圧が比較器 8 4 に与えられた負の基準電圧に依存してある量以上が負に変わると、比較器 8 4 の出力はハイになり、OR ゲート 8 6 は VCO 7 8 からの交互に変わる信号を遮断し、検出器の出力 8 0 から制御回路に与えられた交互に変わる信号の欠如が、高周波電源 6 0 を切るための故障表示として用いられる。

【0028】この実施例では、バッファ 7 6、VCO 7 8、比較器 8 4、および OR ゲート 8 6 のための電力はジェネレータの出力端子 6 4 および 6 6 に伝えられる高周波電圧自体から引出されるので、さらなる分離壁の必要性が回避される。この目的のために適切な電源を図 3 B に示す。ジェネレータの出力端子 6 4 と 6 6 との間に結合された降圧変圧器 9 0 は、ブリッジ整流器 9 2 を駆動し、平滑キャバシタ 9 6 にわたって電源出力端子に直流電圧を伝達する。変圧器 9 0 の二次巻線の中間タップをリターン出力端子 6 6 に接続し、よって検出器の共通レールに接続することにより、バッファ 7 6 は正および負の直流オフセット電圧に適合できるように両極性の電源を設けることが可能になる。このように高周波出力から電力を引出すことにより検出器が低電圧で動作不可

能になるという事実は、全く不利にならない。なぜなら、熱電子効果は、ジェネレータの高周波出力電圧が活動電極のアーケ放電と一致するレベルに達するまで制御刺激は起こらないということに依存するからである。

【0029】次に図4を参照して、活動電極130およびリターン電極136を有する電気外科手術用器具に接続される本発明に従ったジェネレータ110の代替例の概略図で示される。このジェネレータの出力ステージは、ジェネレータ出力端子164および166を介して高周波源と電極130および136との間をDC電流が通過するのを防ぐ、1対の結合キャパシタ162および163を含む。さらに、ジェネレータの出力ステージは、それぞれ活動電極130およびリターン電極136と直列するインジケータ168を含む。

【0030】図5を参照して、ジェネレータの出力振幅（すなわち出力端子164および166におけるピークピーク出力電圧）は変調され、この例では、500kHzの出力周波数および25kHzの周波数で変調された振幅を有するジェネレータ出力信号が与えられる。当然、この他のジェネレータおよび変調周波数も採用することができる。活動電極136において熱電子効果が何ら存在しない場合、ジェネレータの出力電圧はゼロ電圧線に関して対称となり、すなわち、ジェネレータ出力の单一の期間にわたって、ゼロの基準電圧に対して正の最大出力電圧の値の増加は対応する負の最大出力電圧の増加と一致するので、ジェネレータ出力の单一変調サイクルにわたって測定されたジェネレータ出力信号の平均値は一定となる。

【0031】しかしながら、一旦活動電極で十分な加熱が起り活動電極からの電子の熱電子放出が起こると、活動電極からリターン電極へ正味の電子の流れが生じる。したがって、リターン電極（アノードとして作用する）から活動電極へ流れる正味の電流フローが生じる（これは、電流フローの検出が正の電荷のフローとして規定されるからである）。次に図6を参照して、このように変調されたジェネレータ出力電圧の波形を一方向（ここでは正の方向）にシフトさせることによって、单一サイクルにわたる出力電圧の平均は非線形の態様でゼロボルトで一定になるのではなく、電極における熱電子効果によりジェネレータ出力は部分的に整流され、单一サイクルにわたって測定された平均出力電圧はゼロでない電圧になる、という効果が得られる。この電圧の大きさは振幅変調の周波数（この例では25kHz）で変化する。この平均出力電圧における変化は、図6に線 V_{AV} で示される。さらに、この平均出力電圧における変化の振幅Aは、ジェネレータの出力における正方向への位相ずれの程度に依存しており、最大振幅25kHzの倍号は振幅変調の深さの2倍になっている。この振幅Aは、リターン電極から活動電極への正味電流フロー度の測定値であり、したがって、活動電極における熱電子効果の

測定値であり、これはまた活動電極温度の測定値でもある。

【0032】図4を再び参照して、熱電子効果の結果として起こる平均出力電圧の25kHzの変化を検出するために、ジェネレータは、変調周波数（ここでは25kHz）に同調された共振回路172および174を有し、かつ交互に変わる電圧感知ステージ176を含む、感知回路170を含む。この共振回路は並列共振回路であり、そのインダクタ174は出力ステージの直列インダクタ168に帰納的に結合され、このインダクタは出力端子164および166からのDCで感知回路を分離する分離変圧器を形成する。活動電極130に熱電子効果が全くない場合、ジェネレータ出力への正味25kHzの成分は存在しない。なぜなら、基本的なジェネレータ出力はジェネレータ動作周波数500kHzで正弦波形であり、その動作周波数での単一サイクルにわたって測定された平均値はゼロボルトで一定に保たれるからである。熱電子放出が一旦起ると、ジェネレータ出力における正方向の位相ずれは平均ジェネレータ出力に25kHzの成分を導入し、この平均値における25kHzの変化の大きさはAC電圧感知ステージ176で検出され、その出力は、上述したように、活動電極130における熱電子効果の程度を直接示すものであり、したがって活動電極130の温度を示している。

【0033】ある変形例（図示せず）では、共振回路は、たとえばインダクタ168およびそれと平行して接続されるキャパシタを含む直列接続された並列共振回路として、ジェネレータ出力回路自体に含まれてもよい。電圧感知ステージは、共振回路にわたって変調電圧を検出するために、インダクタ168を介して共振回路に帰納的に結合され得る。

【0034】電圧感知ステージ176の出力は、活動電極で所与の予め設定された温度を維持するために、ジェネレータ出力の絶対振幅（すなわち、振幅変調の程度または深さではなくジェネレータ出力の最大または最小振幅）を変化させるフィードバック回路（図示せず）に結合される。

【0035】理想的には、変調周波数は、活動電極からの熱電子放出における変化の速度が、单一変調期間またはサイクルと比較して遅くなるように選択される。25kHzの変調周波数では、変調期間は40ミリ秒であり、これは図3AおよびBを参照して上述した実施例のDC結合された検出回路の応答時間よりかなり短い。

【0036】ジェネレータの出力電圧における変調の深さ（すなわち振幅または程度）は、検出すべき熱電子放出の大きさに従って選択されるのが理想的である。ジェネレータ出力における振幅変調の深さが比較的大ければ、結果として、ジェネレータ出力における小さな位相ずれまたはオフセットさえも、動作周波数で单一サイクルにわたって測定されたジェネレータ出力の平均値にか

なりの変化を生じることになり、よって比較的小さな熱電子放出も容易に検出できるようになるであろう。実際には、熱電子効果によって引き起こされた平均電圧のシフトは50V領域、動作周波数でのピークピーク出力電圧は典型的には1000Vである。

【0037】例示されるジェネレータ出力ステージは、共振周波数が電極130および136における負荷のインピーダンスとともに変化する共振回路であると効果的である。ジェネレータ出力ステージの共振周波数が動作周波数に対して、振幅変調の深さよりも大きくなり、かつジェネレータ出力の单一変調サイクルの持続時間と比べると短い期間にわたって起こる、ジェネレータ出力電圧の降下が生じる程度までシフトすると、振幅変調は変化する共振の結果として起こる振幅における比較的大きな変化によってかなり変化する。上述のように、熱電子放出の所与のレベルについて交流電圧計ステージ176によって検出された電圧の大きさは、ジェネレータ出力の変調の深さの関数であるので、出力ステージの共振における変化が引き起こしたそのような変調の深さにおける変化に有効に関連しないものにより、電圧計176による熱電子放出の測定において不正確さが生じる。言い換えれば、単一サイクルにわたって測定されたジェネレータ出力の平均値における変化が熱電子放出の存在を表わすとされていても、このような変化の大きさがそのような放出の程度を表わすとは限らない。なぜなら、ジェネレータの出力ステージで変化する共振の結果として変調の深さにおける変化が生じる可能性もあるからである。

【0038】出力回路の共振周波数は負荷インピーダンスとともに変化するので、前もって共振における変化を単純に判断することは不可能である。というのは、いつ、またはどの周波数で、それらの変化が生じるかということを前もって知るのは不可能だからである。したがって、図4のシステムにおけるジェネレータは補償構成を含み、ここに電圧計176からの出力を正常にするための変調基準を含む。再び図4を参照して、この補償構成はジェネレータ出力変圧器182の主な巻線にわたって接続される検出回路180を有する。この変調検出回路180は抵抗196およびキャパシタ188と直列にダイオード184を含む。電圧計190およびさらなる抵抗191は、キャパシタ188と並列に接続され、電圧計190はジェネレータ出力における変調の瞬時深さを検出し、これを用いて変調基準を与えることもでき、それによって感知回路の電圧計176からの出力は電極130における熱電子放出の効果のみを反映するようにな、効果的に正常化され得る。

【0039】本発明の使用は、水分を含む場（水中）の電気外科手術に制限されるものではない。アーク放電は、乾燥した場の手術におけるモノポーラまたはバイポーラの電気外科手術用器具でも起こり、電力は上記と同

じ様で熱電子効果を用いて制御することができる。また、活動電極が断続的に組織と接触する状況における神経の刺激を実質的に回避するために、直流オフセットしきい値電圧を比較的低いレベルに設定することも可能である。

【0040】モノポーラの適用例においては、アーク放電の強度はアーク部位とリターン電極との間の導電経路のインピーダンスに依存しており、インピーダンスが低いとピークアーク電流は増加し、したがって温度および切断速度も増加し、さらに神経刺激に関しては向上する。その結果、熱電子効果の感知を用いる電極温度に従って（電極温度における変化を減じるために）電力を制御すると、より一貫した組織の処置が達成できるようになる。これにより、切断の質は向上し、電圧制御のみに頼った電気外科手術の動作と比較すると、たとえば切断部位近傍の組織の損傷および焦げ目の形成が減じられる。

【0041】電気外科手術用ジェネレータにおける熱電子フィードバックは、組織の切除および切断速度の向上、近傍組織の損傷および焦げ目形成の減少の可能性、および神経刺激の減少を含む、多くの利点を提供する。

【0042】電極にアーク放電が存在することにより生じる熱電子効果をフィードバック機構の刺激としてこの明細書に記載のように用いると、実質的な電極の損傷なしに比較的高電力の密度で電気外科手術を行なうことが可能になる。したがって、白金などの高融点材料を用いると、非常に高い組織切断および組織除去の電力密度が達成され、または電力密度が与えられている場合は、比較的安価な、低い融点の金属または合金（たとえばステンレス鋼など）を安全に用いることもできる。ここに記載のシステムはまた、電極の誤使用の可能性およびその結果生じる電極の損傷を減じるために用いられる。大きなアーク放電を維持する能力により、活動電極が組織と接触する可能性は減少し、したがって神経刺激の可能性も減少する。

【0043】本発明の好ましい実施例は、電気外科手術用ジェネレータユニット内（すなわちそのようなユニットのケーシング内）の回路を用いて熱電子効果を感知するというシステムであるが、ジェネレータの出力端子と電気外科手術用器具との間の導電経路内で結合されたアドオン(add-on)モジュールにおいて本発明を具体化することも可能である。このモジュールは、ジェネレータユニットのソケット10S内に適合するそれ自身のコネクタと、図1に示す接続コード14上のプラグアセンブリを受けるためのソケットとを有し得る。オフセット電圧を検出するための回路はモジュール内に含まれ、ジェネレータユニットと器具との間の導電経路を形成する線に接続され、器具への電気外科手術用電力の伝達は、モジュール内の可変インピーダンス素子によって、またはジェネレータユニットの制御ユニットに制御信号を与える

ことによって、制御される。信頼性を高めるために、ここに記載のアドオンモジュールと別のジェネレータユニットとの組合せが、請求の範囲に記載される本発明の範囲内の電気外科手術用ジェネレータを構成するために考慮される。

【0044】ここに記載の実施例は、感知された熱電子効果に応答してジェネレータ出力が制御および調節されるという制御機能を果たすが、本発明はその範囲内に、熱電子放出を感知するための手段が、たとえば外科医によって読み出されるための温度を提供するために、電極温度の単なるインジケーターとして用いられるシステムも含む。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に従った電気外科手術システムを示す図である。

【図2】 導電性の液体に浸漬されて用いられるところを示す、組織切除のための電極アセンブリの部分図である

る。

【図3】 AおよびBは、直流オフセット検出器を含む電気外科手術システムの回路図である。

【図4】 本発明に従った代替的な電気外科手術システムの回路図である。

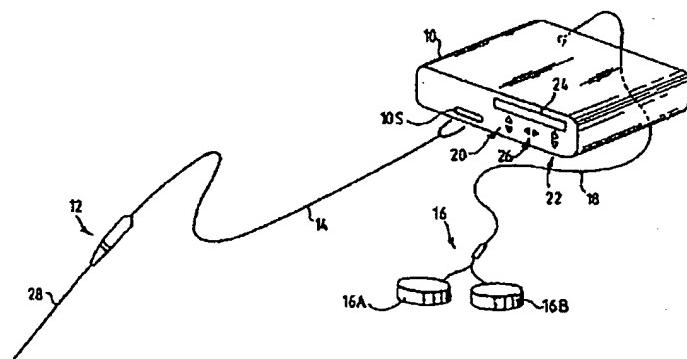
【図5】 図4のシステムの一部を形成するジェネレータの変調された出力電圧波形を示す波形図である。

【図6】 図4に示すシステムの活動電極における熱電子効果の存在下でのジェネレータ出力の波形、および出力電圧の单一高周波サイクルにわたって平均される平均出力電圧を示す、波形図である。

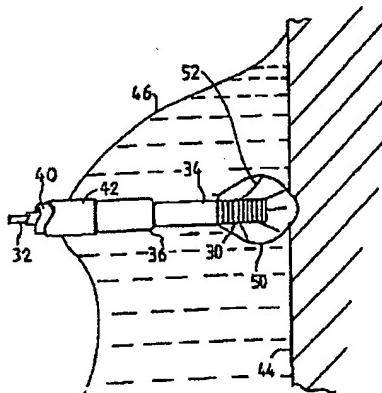
【符号の説明】

60 高周波電源、62, 63 キャパシタ、64 作動電極、66 リターン電極、76 インピーダンスバッファ、82 オプトアイソレーター、84 比較器、86 ORゲート、90 降圧変圧器、92 ブリッジ整流器。

【図1】

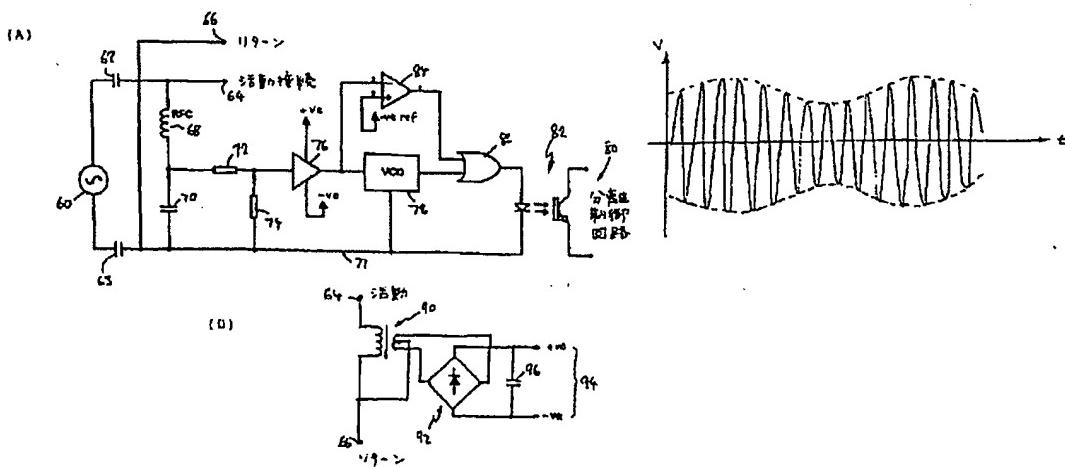


【図2】

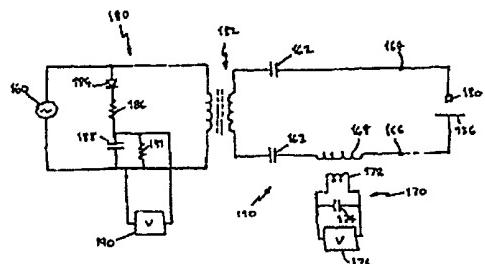


【図3】

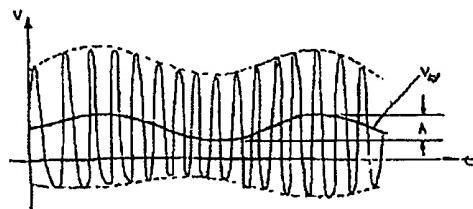
【図5】



【図4】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 コリン・チャールズ・オーウェン・ゴープ
ル
イギリス、シイ・エフ・64 1・エイ・テ
ィ ウエールズ、サウス・グラモーガン、
ピナース、クリブ・クレセント、オズボー
ン・ハウス、5